

25. 5. 2004

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2 0 0 3 年 4 月 3 0 日

出 願 番 号
Application Number: 特 願 2 0 0 3 - 1 2 4 6 4 5
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 3 - 1 2 4 6 4 5]

REC'D 15 JUL 2004

WIPO

PCT

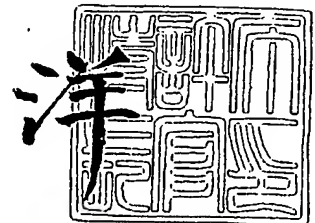
出 願 人
Applicant(s): 三菱重工業株式会社

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2 0 0 4 年 7 月 1 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小 川



出証番号 出証特 2 0 0 4 - 3 0 5 6 6 9 5



【書類名】 特許願

【整理番号】 200300316

【提出日】 平成15年 4月30日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61M 1/10

【発明の名称】 人工心臓ポンプ

【請求項の数】 3

【発明者】

【住所又は居所】 兵庫県高砂市荒井町新浜 2 丁目 1 番 1 号 三菱重工業株式会社高砂製作所内

【氏名】 大久保 剛

【発明者】

【住所又は居所】 兵庫県高砂市荒井町新浜 2 丁目 1 番 1 号 三菱重工業株式会社高砂製作所内

【氏名】 長田 俊幸

【発明者】

【住所又は居所】 兵庫県高砂市荒井町新浜 2 丁目 1 番 1 号 三菱重工業株式会社高砂製作所内

【氏名】 山本 康晴

【発明者】

【住所又は居所】 兵庫県高砂市荒井町新浜 2 丁目 1 番 1 号 三菱重工業株式会社高砂製作所内

【氏名】 佐野 岳志

【特許出願人】

【識別番号】 000006208

【氏名又は名称】 三菱重工業株式会社



【代理人】

【識別番号】 100085501

【弁理士】

【氏名又は名称】 佐野 静夫

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 024969

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0206607

【プルーフの要否】 要



【書類名】 明細書

【発明の名称】 人工心臓ポンプ

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 ハウジングと、このハウジング内に固定の軸体に対し回転可能に支持された羽根車と、この羽根車を回転させる駆動機構と、を備え、前記駆動機構による前記羽根車の回転により、軸方向に沿って血液を前方から取り込み後方へ圧送する人工心臓ポンプにおいて、

前記軸体は、前記羽根車に対する前方で前記ハウジングの内壁面から突出する整流板に固定された前側固定体と、前記羽根車に対する後方で前記ハウジングの内壁面から突出する板状のディフューザに固定された後側固定体と、の間に連結されていて、

前記羽根車は、前記軸体の外周面と微小間隙を隔てて対向する内周面とともに、前記前側固定体の後端面及び前記後側固定体の前端面と微小間隙を隔てて対向する各両端面を有するスリーブと、このスリーブの外周面から突出したインペラと、よりなり、

前記駆動機構は、前記スリーブに内包された極異方性永久磁石と、前記羽根車の周囲を取り囲むように前記ハウジングに内包された回転磁界発生器と、よりなることを特徴とする人工心臓ポンプ。

【請求項 2】 前記スリーブの各両端面に対向する前記前側固定体の後端面及び前記後側固定体の前端面の各々に、前記羽根車のスラスト荷重を支持するためのスラスト動圧発生溝が形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の人工心臓ポンプ。


【請求項 3】 前記後側固定体に、前記スリーブの端面と対向するリング状の磁性体が内包されていることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の人工心臓ポンプ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体の心臓の代替又は補助として血液を圧送する人工心臓ポンプに



関し、特に、軸流ポンプを活用した人工心臓ポンプに関する。

【0002】

【従来の技術】

従来より、人工心臓ポンプは、回転する羽根車を利用して、血液を取り込み圧送するようになっており、一般には、軸流ポンプを活用するものと、ローラポンプや遠心ポンプを活用するものと、に大別される。これらのうちで軸流ポンプを活用した人工心臓ポンプは、他方のローラポンプや遠心ポンプを活用したものに比べて、コンパクト化できるという利点がある。以下、軸流ポンプを活用した人工心臓ポンプについて、述べていく。

【0003】


従来の人工心臓ポンプは、例えば、インペラを備えた羽根車であるロータがハウジング内で回転可能に両端支持されており、このロータに内包された極異方性永久磁石と、ロータの周囲を取り囲むようにハウジングに内包された回転磁界発生器であるモータステータとの磁気的な作用により、ハウジングに対してロータが回転するようになっている。こうして、回転するロータのインペラにより、軸方向に沿って血液を前方から吸い込み後方へ吐き出すという軸流ポンプ特有の機能を有する人工心臓ポンプが得られる。

【0004】

ここでロータは、両端支持される回転軸体と、この回転軸体の外周面から突出するインペラと、より構成されたり（例えば、特許文献1参照）、更に回転軸体と同軸状でインペラの外縁に接合されたシュラウドと、より構成されたり（例えば、特許文献2参照）して、極異方性永久磁石は、前者では回転軸体に内包され、他方後者ではシュラウドに内包される。前者の人工心臓ポンプは、シュラウドを不要とすることから、構造が簡単で小型化に対して有利であり、他方後者の人工心臓ポンプは、極異方性永久磁石とモータステータとを相互に近接配置できることから、ロータを回転させるためのモータ駆動効率の向上に対して有利である。

【0005】

しかし、上記した従来の人工心臓ポンプでは、ロータがその両端部分でハウジ



ングに固定の受け部と接触状態で支持されているため、ロータの回転により、その両端部分が摩耗したり焼き付いたりし、機械的な損失が発生する。更に、これに伴って生じる摩耗粉を核に血液が凝集してしまい、ひいては血管等の血液流路を塞ぐ血栓を引き起こすおそれがある。

【0006】

このような問題に対して、本出願人は、ハウジング内でロータが非接触状態で回転可能に支持された人工心臓ポンプを提案している。この改良の人工心臓ポンプについて、図3を参照しながら以下に説明する。

【0007】


図3に示すように、改良の人工心臓ポンプは、円筒状のハウジング101内でロータ103が非接触状態で回転可能に支持されるわけであるが、ロータ103に対して後方に位置するハウジング101の内壁面に板状のディフューザ106が複数突出するように接合され、これらのディフューザ106の内縁に後側固定体107が接合されており、この後側固定体107の前端面107aに軸体102が固定されている。これにより、ハウジング101内に、これと同軸状で中心軸X'を形成する固定の軸体102が構成される。

【0008】

この軸体102には、この外周面102aと微小間隙を隔てて対向する内周面108aを有するスリーブ108が環装されており、このスリーブ108は軸体102に対して回転可能かつ軸方向に移動可能に支持されている。このスリーブ108の外周面には、インペラ109が複数突出するように接合され、更に、これらのインペラ109の外縁には、スリーブ108と同軸状の円筒状のシュラウド120が接合されている。ここで、ハウジング101には、シュラウド120を収容する環状のシュラウド収容凹部101aが形成されていて、このシュラウド収容凹部101aの内壁面とシュラウド120の外周面が相互に近接した状態となっている。これらのスリーブ108、インペラ109、及びシュラウド120よりロータ103が構成される。

【0009】

また、シュラウド120には、中心軸X'を中心として放射状に、極異方性永




久磁石 110 が内包されて設けられるとともに、その前方にはリング状の永久磁石 121 が内包されて設けられている。極異方性永久磁石 110 は、シュラウド 120 の外周面に対して垂直に磁束を発生し、永久磁石 121 は、中心軸 X' と平行に磁束を発生する。一方、シュラウド収容凹部 101a の周囲におけるハウジング 101 には、シュラウド 120 の周囲を取り囲むようにシュラウド 120 の外周面に向けて垂直に磁束を発生する電磁コイルよりなるモータステータ 111 が内包されて設けられ、シュラウド収容凹部 101a の前方におけるハウジング 101 には、永久磁石 121 と同一の磁極を有し、シュラウド 120 の前端面に向けて垂直に磁束を発生するリング状の永久磁石 122 が内包されて設けられている。

【0010】

このような改良の人工心臓ポンプによれば、モータステータ 111 を構成する電磁コイルに 3 相電流等の位相の異なる電流を流すことで、極異方性永久磁石 110 に回転する動力が働くため、ロータ 103 を構成するスリーブ 108、インペラ 109、及びシュラウド 120 が一体的に、ハウジング 101 に固定の軸体 102 を中心に回転する。これにより、前方から血液が吸引されてハウジング 101 内に取り込まれ、その血液はインペラ 109 で昇圧されて動圧状態の血液となり、その動圧血液の大部分はディフューザ 106 で静圧状態に回復されて後方へ吐き出される。なお、図 3 では、この主たる血液流路を白抜き矢印で示す。

【0011】

その際、血液の圧力は、インペラ 109 を挟んだ前方（上流側）よりも後方（下流側）が高くなる。そうすると、ロータ 103 自体には後方から前方に向けて荷重が加わることとなり、その結果として、シュラウド 120 の前端面が、ハウジング 101 のシュラウド収容凹部 101a における前方側の面に接近する様相となるが、同一の磁極を有する永久磁石 121 及び永久磁石 122 による斥力により、シュラウド 120 とハウジング 101 との接触が防止される。なお、インペラ 109 の後方に存する高圧の動圧血液の一部は、上記した血液の圧力差により、ハウジング 101 のシュラウド収容凹部 101a の壁面と、シュラウド 120 の後端面、外周面、及び前端面との間隙をこの順に流動し、インペラ 109 の



前方の血液、すなわちハウジング101内に取り込まれた血液に合流する。

【0012】

また、上記した血液の圧力差は、軸体102に対するロータ103すなわちスリーブ108の非接触状態での支持に活用される。つまり、インペラ109の後方に存する高圧の動圧血液の一部は、後側固定体107の前端面107aとスリーブ108の後端面108cとの間隙を経由して、軸体102の外周面102aとスリーブ108の内周面108aとの微小間隙に後方から導き入れられ、この微小間隙を経て前方に送り出され、結局、ハウジング101内に取り込まれた血液に合流するようになる。従って、ロータ103の回転中は、軸体102とスリーブ108とで形成される間隙には、血液が潤滑流体として流動することになり、回転するロータ103は軸体102に対して非接触状態で支持されるわけである。

【0013】

このように改良の人工心臓ポンプは、ハウジング101内でロータ103が非接触状態で支持されながら回転するため、従来の人工心臓ポンプのような接触状態で支持されたロータに起因する機械的な損失や血栓を著しく低減できる。

【0014】**【特許文献1】**


特表2001-523983号公報（第23-26頁、第4、9図）

【特許文献2】

米国特許第6053705号明細書

【0015】**【発明が解決しようとする課題】**

しかし、上記した改良の人工心臓ポンプは、ロータ103の構成要素としてシュラウド120を必要とするため、以下に示す問題がある。シュラウド120はロータ103の径方向の最外郭であることから、第1に、ここに重量的なアンバランスが少しでもあると、ロータ103の回転中に動バランスが過大となって、非接触状態での円滑なロータ103の回転が阻害されたり、振動が増加したりする。また、シュラウド120は径方向の最外郭であり、血液中で回転することに



よる機械的な損失も大きい。特に、シュラウド120には、ロータ103を回転させるためにモータステータ111と対をなす極異方性永久磁石110が内包されるため、重量的に軽微なアンバランスは生じ易い。

【0016】

第2に、ロータ103の回転中、ハウジング101のシュラウド收容凹部101aとシュラウド120とで形成される間隙に血液が流動（逆流）するため、ポンプ効率の向上が制限される。しかも、ポンプ効率の向上を目指して、シュラウド收容凹部101aとシュラウド120との間隙を狭くすると、周速の大きいシュラウド120とシュラウド收容凹部101aとの相対的な回転速度差により、流動する血液に多大なせん断応力が作用し、このせん断応力で赤血球の表面膜が損傷してその機能が失われる溶血を引き起こす。


【0017】

そこで、本発明は、上記の問題に鑑みてなされたものであり、ハウジング内で羽根車が非接触状態で支持されながら回転する構成を前提に、機械的な損失を抑制するとともに、ポンプ効率を向上できる人工心臓ポンプを提供することを目的とするものである。

【0018】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明による人工心臓ポンプは、ハウジングと、このハウジング内に固定の軸体に対し回転可能に支持された羽根車と、この羽根車を回転させる駆動機構と、を備え、前記駆動機構による前記羽根車の回転により、軸方向に沿って血液を前方から取り込み後方へ圧送する人工心臓ポンプにおいて、前記軸体は、前記羽根車に対する前方で前記ハウジングの内壁面から突出する整流板に固定された前側固定体と、前記羽根車に対する後方で前記ハウジングの内壁面から突出する板状のディフューザに固定された後側固定体と、の間に連結されていて、前記羽根車は、前記軸体の外周面と微小間隙を隔てて対向する内周面とともに、前記前側固定体の後端面及び前記後側固定体の前端面と微小間隙を隔てて対向する各両端面を有するスリーブと、このスリーブの外周面から突出したインペラと、よりなり、前記駆動機構は、前記スリーブに内包された極異方



性永久磁石と、前記羽根車の周囲を取り囲むように前記ハウジングに内包された回転磁界発生器と、よりなる。

【0019】


これにより、回転磁界発生器の駆動に伴って、極異方性永久磁石に回転力が与えられ、羽根車が軸体を中心に回転する。この羽根車の回転により、前方から血液が吸引されてハウジング内に取り込まれ、その血液は整流板で旋回成分が除去されながらインペラで昇圧されて動圧状態の血液となり、その動圧血液の大部分はディフューザで静圧状態に回復されて後方へ吐き出される。その際、インペラの後方に存する高圧の動圧血液の一部は、後側固定体の前端面とスリーブの後端面との微小間隙に導き入れられ、軸体の外周面とスリーブの内周面との微小間隙を経由して、前側固定体の後端面とスリーブの前端面との微小間隙を経て送り出され、結局、ハウジング内に取り込まれた血液に合流するようになる。従って、羽根車の回転中は、スリーブと後側固定体、軸体、及び前側固定体とでこの順に形成される微小間隙には、血液が潤滑流体として流動することになり、回転する羽根車は、ラジアル荷重が軸体により、スラスト荷重が後側固定体及び前側固定体によりそれぞれ非接触状態で支持される。

【0020】

更に、羽根車を回転させるために回転磁界発生器と対をなす極異方性永久磁石は、羽根車の構成要素であるスリーブに内包されるため、従来の改良の人工心臓ポンプにおけるシュラウドは完全でない。従って、羽根車の径方向で最内郭であるスリーブに仮に重量的なアンバランスがあっても、回転中の羽根車に作用する動バランスへの影響は極めて少なく、振動を低減できる。また、羽根車自体の外径を減少させることができ、機械的な損失も抑制できる。更に、従来の改良の人工心臓ポンプにおけるシュラウド側に逆流する血液が完全になく、その分ポンプ効率が向上する。

【0021】

ここで、羽根車の回転中、スリーブと前側固定体及び後側固定体とで形成される微小間隙に、潤滑流体となる血液を安定的に流動させるとともに、羽根車のスラスト荷重を有効に支持する目的で、前記スリーブの各両端面に対向する前記前



側固定体の後端面及び前記後側固定体の前端面の各々に、前記羽根車のスラスト荷重を支持するためのスラスト動圧発生溝が形成されることが好ましい。

【0022】

また、回転中の羽根車自体には、血液の圧力差によって後方から前方に向けて荷重が加わり、スリーブの前端面が前側固定体の後端面に接近する様相となる。これが著しいと、微小間隔が十分に確保されなくなって、潤滑流体となる血液の流動を阻害し、更には、その間隙が狭くなることにより機械的な損失の増加、溶血量の増加をもたらす。これらを未然に防止する観点から、前記後側固定体に、前記スリーブの端面と対向するリング状の磁性体が内包されているとよい。これにより、スリーブに内包の極異方性永久磁石が後側固定体に内包の磁性体に引き寄せられる、すなわち羽根車自体は血液の圧力差に起因した前方に向く荷重に抗して後方に引き寄せられるため、スリーブの前端面が前側固定体の後端面に著しく接近することはなく、微小間隔が十分に確保される。

【0023】

【発明の実施の形態】


本発明者らは、軸流ポンプを活用した人工心臓ポンプにおける機械的な損失の抑制、及びポンプ効率の向上に関して、ハウジング内で羽根車が非接触状態で支持されながら回転する構成を前提に鋭意検討を重ね、その結果、羽根車の構成要素の態様に着眼し、本発明をなすに至った。つまり、本発明の人工心臓ポンプの大きな特徴は、従来の改良の人工心臓ポンプで必要とされたシュラウドを完全になくした点にある。

【0024】

以下に、本発明の人工心臓ポンプの実施形態について図面を参照しながら詳述する。図1は本発明の一実施形態である人工心臓ポンプの構成を示す縦断面図、図2はその人工心臓ポンプにおけるスラスト動圧発生溝を示す前側固定体の後端面及び後側固定体の前端面の平面図である。なお、図中で同じ名称で同じ機能を果たす部分には同一の符号を付し、重複する説明は省略する。

【0025】

本実施形態の人工心臓ポンプは、図1に示すように、大きくは、円筒状のハウ



ジング 1 と、このハウジング 1 内に中心軸 X を形成する固定の軸体 2 と、この軸体 2 に対しハウジング 1 内で回転可能に支持された羽根車であるロータ 3 と、このロータ 3 を回転させる駆動機構と、を備えており、ロータ 3 の回転により、軸方向に沿って血液を前方（図 1 では右側）から取り込み後方（図 1 では左側）へ圧送するようになっている。なお、図 1 では、主たる血液流路を白抜き矢印で示す。


【0026】

引き続き、具体的な構成を説明していく。ロータ 3 に対して前方に位置するハウジング 1 の内壁面には、整流板 4 が複数突出するように接合され、これらの整流板 4 の内縁に、中心軸 X と同軸状で円柱状の前側固定体 5 が接合されている。一方、ロータ 3 に対して後方に位置するハウジング 1 の内壁面には、板状のディフューザ 6 が複数突出するように接合され、これらのディフューザ 6 の内縁に、中心軸 X と同軸状で円柱状の後側固定体 7 が接合されている。そして、前側固定体 5 の後端面 5 a と後側固定体 7 の前端面 7 a とに軸体 2 が連結されていて、これにより、ハウジング 1 内に固定の軸体 2 が構成される。なお、前側固定体 5 の前端、及び後側固定体 7 の後端はそれぞれの中央部が隆起しており、前者は取り込んだ血液を抵抗なく分岐させて整流板 4 に導き、他方後者はディフューザ 6 からの血液を抵抗なく合流させるよう導く役割を果たす。

【0027】

また軸体 2 には、この外周面 2 a と微小間隙を隔てて対向する内周面 8 a、前側固定体 5 の後端面 5 a と微小間隙を隔てて対向する前端面 8 b、及び、後側固定体 7 の前端面 7 a と微小間隙を隔てて対向する後端面 8 c を有するスリーブ 8 が環装されている。このスリーブ 8 は、軸体 2 に対して回転可能、かつ前側固定体 5 の後端面 5 a 及び後側固定体 7 の前端面 7 a で規制されながら軸方向に移動可能に支持される。更に、スリーブ 8 の外周面には、インペラ 9 が複数突出するように接合されていて、これらのインペラ 9 の外縁は、ハウジング 1 の内壁面に近接した状態となっている。これらのスリーブ 8 及びインペラ 9 より、ロータ 3 が構成される。

【0028】



続いてスリーブ 8 には、中心軸 X を中心として放射状に、極異方性永久磁石 10 が内包されて設けられている。この極異方性永久磁石 10 は、スリーブ 8 の外周面に対して垂直に磁束を発生する。一方、ハウジング 1 には、スリーブ 8 の周囲を取り囲むように、スリーブ 8 の外周面に向けて垂直に磁束を発生する電磁コイルよりなるモータステータ 11 が内包されて設けられている。これらの極異方性永久磁石 10 及びモータステータ 11 より、ロータ 3 を回転させる駆動機構が構成される。

【0029】


このような人工心臓ポンプによれば、モータステータ 11 を構成する電磁コイルに 3 相電流等の位相の異なる電流を流すことで、極異方性永久磁石 10 に回転する動力（回転力）が働くため、ロータ 3 を構成するスリーブ 8 及びインペラ 9 が一体的に、ハウジング 1 に固定の軸体 2 を中心に回転する。これにより、前方から血液が吸引されてハウジング 1 内に取り込まれ、その血液は整流板 4 で旋回成分が除去されながらインペラ 9 で昇圧されて動圧状態の血液となり、その動圧血液の大部分はディフューザ 6 で静圧状態に回復されて後方へ吐き出される。こうして、人工心臓ポンプの基本機能である血液の圧送が達成される。

【0030】

その際、血液の圧力は、インペラ 9 を挟んだ前方（上流側）よりも後方（下流側）が高くなる。そうすると、インペラ 9 の後方に存する高圧の動圧血液の一部は、後側固定体 7 の前端面 7 a とスリーブ 8 の後端面 8 c との微小間隙に導き入れられ、軸体 2 の外周面 2 a とスリーブ 8 の内周面 8 a との微小間隙を経由して、前側固定体 5 の後端面 5 a とスリーブ 8 の前端面 8 b との微小間隙を経て送り出され、結局、ハウジング 1 内に取り込まれた血液に合流するようになる。従って、ロータ 3 の回転中は、スリーブ 8 と後側固定体 7、軸体 2、及び前側固定体 5 とでこの順に形成される微小間隙には、血液が潤滑流体として流動することになり、回転するロータ 3 は、ラジアル荷重が軸体 2 により、スラスト荷重が後側固定体 7 及び前側固定体 5 によりそれぞれ非接触状態で支持されるわけである。

【0031】

ここで、上記した血液の圧力差は、回転中のロータ 3 自体に後方から前方に向



けて荷重を与え、その結果として、スリーブ 8 の前端面 8 b が前側固定体 5 の後端面 5 a に接近する様相となる。これが著しいと、スリーブ 8 の前端面 8 b と前側固定体 5 の後端面 5 a との微小間隔が十分に確保されなくなって、潤滑流体となる血液の流動を阻害し、更には、機械的な損失の増加、溶血量の増加をもたらす。

【0032】

そこで本実施形態では、後側固定体 7 には、スリーブ 8 の後端面 8 c と対向する位置にリング状の磁性体 12 (例えば、鉄製の板や塊) が内包されて設けられていて、これにより、スリーブ 8 に内包の極異方性永久磁石 10 が、後側固定体 7 に内包の磁性体 12 に引き寄せられる。従って、ロータ 3 自体は、血液の圧力差に起因した前方に向く荷重に抗して後方に引き寄せられるため、スリーブ 8 の前端面 8 b が前側固定体 5 の後端面 5 a に著しく接近することはなく、潤滑流体となる血液がより安定的に流動できる微小間隙を十分に確保することが可能となる。

【0033】


ここで更に、上記した血液の圧力差に起因した前方に向く荷重、或いは、人工心臓ポンプの起動直後や駆動時における中心軸 X 方向の突発的な荷重変動は、ロータ 3 にスラスト荷重を与えるため、スリーブ 8 の前端面 8 b と前側固定体 5 の後端面 5 a との微小間隔、或いはスリーブ 8 の後端面 8 c と後側固定体 7 の前端面 7 a との微小間隔の十分な確保を阻害するおそれがある。

【0034】

そこで本実施形態では、図 2 に示すように、前側固定体 5 の後端面 5 a には、渦巻状の前側スラスト動圧発生溝 5 a a が複数 (図 2 では 6 本図示) 形成されている。この前側スラスト動圧発生溝 5 a a は、スリーブ 8 の前端面 8 b との間でここに流動する血液にスラスト動圧を発生させ、これにより、ロータ 3 における前方に向くスラスト荷重を支持することができる。

【0035】

同様に、後側固定体 7 の前端面 7 a には、渦巻状の後側スラスト動圧発生溝 7 a a が複数形成されている。この後側スラスト動圧発生溝 7 a a は、スリーブ 8



の後端面 8 c との間でここに流動する血液にスラスト動圧を発生させ、これにより、ロータ 3 における後方に向くスラスト荷重を支持することができる。特に、このスラスト動圧の作用は、磁性体 1 2 が後側固定体 7 に内包されている場合であって、人工心臓ポンプの起動直後に有効に発揮される。何故ならば、停止時には、ロータ 3 に極異方性永久磁石 1 0 と磁性体 1 2 との引力のみが作用し、スリーブ 8 の後端面 8 c が後側固定体 7 の前端面 7 a に接触した状態となっているが、この状態から起動させると、瞬時に動圧血液をスリーブ 8 の後端面 8 c と後側固定体 7 の前端面 7 a との間に導き入れてスラスト動圧が生じ、非接触状態に移行できるからである。

【0036】


従って、ロータ 3 の回転中、スリーブ 8 と前側固定体 5 及び後側固定体 7 とで形成される微小間隙に、潤滑流体となる血液を介してスラスト動圧が発生するため、それらの微小間隙が十分に確保されて血液が安定的に流動できるし、ロータ 3 のスラスト荷重を有効に支持することが可能となる。

【0037】

このように本発明の人工心臓ポンプにおいては、ロータ 3 を回転させるためにモータステータ 1 1 と対をなす極異方性永久磁石 1 0 は、ロータ 3 の構成要素であるスリーブ 8 に内包されるため、従来の改良の人工心臓ポンプにおけるシュラウド 1 2 0 (図 3 参照) は完全にはない。従って、ロータ 3 の径方向で最内郭であるスリーブ 8 に仮に重量的なアンバランスがあっても、回転中のロータ 3 に作用する動バランスへの影響は極めて少なく、振動を低減できる。また、ロータ 3 自体の外径を減少させることができ、機械的な損失も抑制できる。更に、従来の改良の人工心臓ポンプにおけるシュラウド 1 2 0 側に逆流する血液が完全になく、その分ポンプ効率が向上できる。

【0038】

なお、従来の改良の人工心臓ポンプに対して、極異方性永久磁石 1 0 とモータステータ 1 1 との相互の距離が大きいことから、モータ駆動効率が若干低下するものの、ロータ 3 自体へ与えられる回転力は、そもそもモータステータ 1 1 における電磁コイルへの電流値や、その電磁コイルの巻数や、極異方性永久磁石 1 0



の保磁力等で調整可能なため、ほとんど支障はない。


【0039】

その他本発明は上記の各実施形態に限定されず、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、種々の変更が可能である。例えば、スリーブ8の内周面8aの断面がほぼ真円状であって、これと対をなす軸体2の断面が、半円や4分の1円が偏心して組み合わされた複数円弧のオフセット形状であることが好ましい。この場合、軸体2の外周面2aとスリーブ8の内周面8aとの微小間隙がより確実に確保され、潤滑流体である血液を円滑に流動させることができる。また、前側スラスト動圧発生溝5aaや後側スラスト動圧発生溝7aaの形状は、渦巻状に限らず、例えば放射状であってもよい。

【0040】

【発明の効果】

以上説明した通り、本発明によれば、ハウジングと、このハウジング内に固定の軸体に対し回転可能に支持された羽根車と、この羽根車を回転させる駆動機構と、を備え、前記駆動機構による前記羽根車の回転により、軸方向に沿って血液を前方から取り込み後方へ圧送する人工心臓ポンプにおいて、前記軸体は、前記羽根車に対する前方で前記ハウジングの内壁面から突出する整流板に固定された前側固定体と、前記羽根車に対する後方で前記ハウジングの内壁面から突出する板状のディフューザに固定された後側固定体と、の間に連結されていて、前記羽根車は、前記軸体の外周面と微小間隙を隔てて対向する内周面とともに、前記前側固定体の後端面及び前記後側固定体の前端面と微小間隙を隔てて対向する各両端面を有するスリーブと、このスリーブの外周面から突出したインペラと、よりなり、前記駆動機構は、前記スリーブに内包された極異方性永久磁石と、前記羽根車の周囲を取り囲むように前記ハウジングに内包された回転磁界発生器と、よりなるので、回転磁界発生器の駆動に伴って、極異方性永久磁石に回転力が与えられ、羽根車が軸体を中心に回転する。そして、この羽根車の回転により、前方から血液が吸引されてハウジング内に取り込まれ、その血液は整流板で旋回成分が除去されながらインペラで昇圧されて動圧状態の血液となり、その動圧血液の大部分はディフューザで静圧状態に回復されて後方へ吐き出される。その際、イ



ンペラの後方に存する高圧の動圧血液の一部は、後側固定体の前端面とスリーブの後端面との微小間隙に導き入れられ、軸体の外周面とスリーブの内周面との微小間隙を経由して、前側固定体の後端面とスリーブの前端面との微小間隙を経て送り出され、結局、ハウジング内に取り込まれた血液に合流するようになる。従って、羽根車の回転中は、スリーブと後側固定体、軸体、及び前側固定体とでこの順に形成される微小間隙には、血液が潤滑流体として流動することになり、回転する羽根車は、ラジアル荷重が軸体により、スラスト荷重が後側固定体及び前側固定体によりそれぞれ非接触状態で支持できる。

【0041】


更に、羽根車を回転させるために回転磁界発生器と対をなす極異方性永久磁石は、羽根車の構成要素であるスリーブに内包されるため、従来の改良の人工心臓ポンプにおけるシュラウドは完全にはない。従って、羽根車の径方向で最内郭であるスリーブに仮に重量的なアンバランスがあっても、回転中の羽根車に作用する動バランスへの影響は極めて少なく、振動を低減できる。また、羽根車自体の外径を減少させることができ、機械的な損失も抑制できる。更に、従来の改良の人工心臓ポンプにおけるシュラウド側に逆流する血液が完全になく、その分ポンプ効率が向上できる。

【0042】

ここで、前記スリーブの各両端面に対向する前記前側固定体の後端面及び前記後側固定体の前端面の各々に、前記羽根車のスラスト荷重を支持するためのスラスト動圧発生溝が形成されていると、羽根車の回転中、スリーブと前側固定体及び後側固定体とで形成される微小間隙に、潤滑流体となる血液を介してスラスト動圧が発生するため、その血液が安定的に流動できるし、羽根車のスラスト荷重を有効に支持することが可能となる。

【0043】

また、前記後側固定体に、前記スリーブの端面に対向するリング状の磁性体が内包されていると、スリーブに内包の極異方性永久磁石が後側固定体に内包の磁性体に引き寄せられる、すなわち羽根車自体は血液の圧力差に起因した前方に向く荷重に抗して後方に引き寄せられるため、スリーブの前端面が前側固定体の後



端面に著しく接近することはなく、潤滑流体となる血液がより安定的に流動できる微小間隙を十分に確保することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の一実施形態である人工心臓ポンプの構成を示す縦断面図である。

【図 2】 本発明の一実施形態である人工心臓ポンプにおけるスラスト動圧発生溝を示す前側固定体の後端面及び後側固定体の前端面の平面図である。

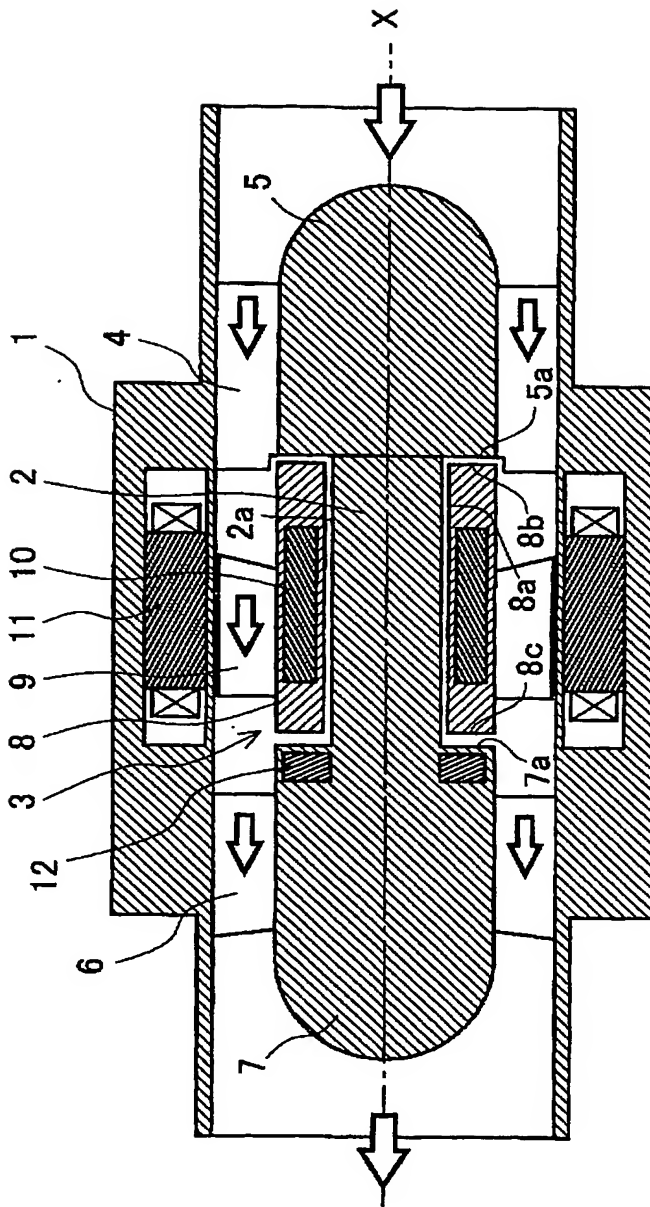
【図 3】 従来の改良の人工心臓ポンプの構成を示す縦断面図である。

【符号の説明】

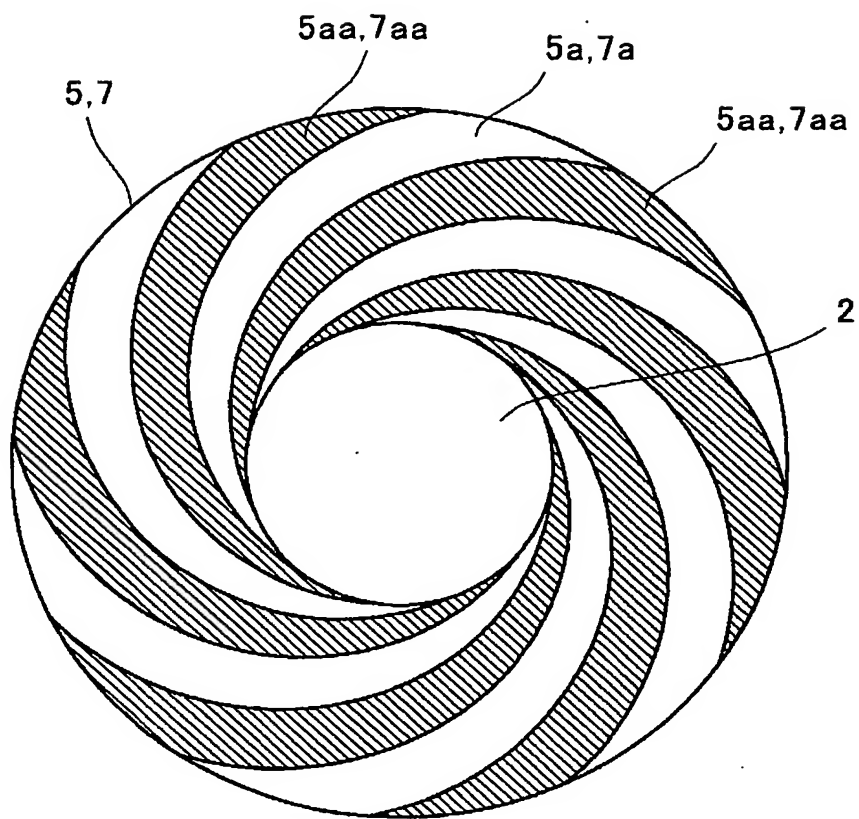
- 1 ハウジング
- 2 軸体
- 3 ロータ（羽根車）
- 4 整流板
- 5 前側固定体
- 6 ディフューザ
- 7 後側固定体
- 8 スリーブ
- 9 インペラ
- 10 極異方性永久磁石
- 11 モータステータ（回転磁界発生器）
- 12 磁性体
- X 中心軸

【書類名】 図面

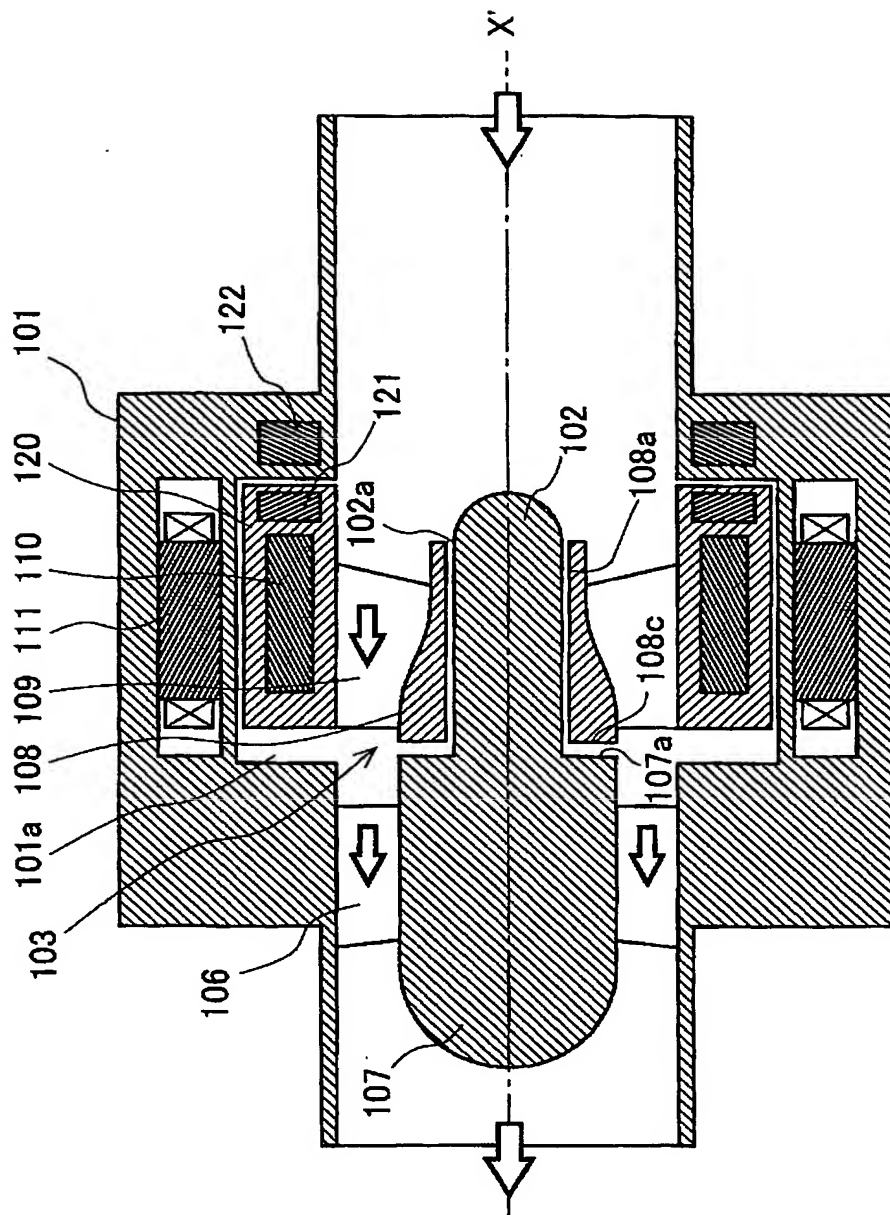
【図 1】



【図 2】



【図 3】





【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 羽根車が非接触状態で支持されながら回転する構成を有し、機械的損失の抑制及びポンプ効率の向上が可能な人工心臓ポンプを提供する。

【解決手段】 ハウジング 1 内に固定の軸体 2 に対し回転可能に支持された羽根車 3 と、これを回転させる駆動機構とを備え、羽根車 3 の回転により血液を前方から取り込み後方へ圧送する。軸体 2 は、羽根車 3 の前方でハウジング 1 に接合された整流板 4 に固定の前側固定体 5 と、羽根車 3 の後方でハウジング 1 に接合されたディフューザ 6 に固定の後側固定体 7 との間に連結され、羽根車 3 は、軸体 2 の外周面と微小間隙で対向する内周面とともに、前側固定体 5 の後端面、後側固定体 7 の前端面と微小間隙で対向する前後端面を有するスリーブ 8 と、スリーブ 8 の外周面に接合のインペラ 9 とよりなる。駆動機構は、スリーブ 8 に内包の極異方性永久磁石 10 と、ハウジング 1 に内包の回転磁界発生器 11 とよりなる。

【選択図】 図 1



特願 2 0 0 3 - 1 2 4 6 4 5

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 0 0 6 2 0 8]

- | | |
|----------|-----------------------|
| 1. 変更年月日 | 1 9 9 0 年 8 月 1 0 日 |
| [変更理由] | 新規登録 |
| 住 所 | 東京都千代田区丸の内二丁目 5 番 1 号 |
| 氏 名 | 三菱重工業株式会社 |
| 2. 変更年月日 | 2 0 0 3 年 5 月 6 日 |
| [変更理由] | 住所変更 |
| 住 所 | 東京都港区港南二丁目 1 6 番 5 号 |
| 氏 名 | 三菱重工業株式会社 |